

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/DE04/002678

International filing date: 07 December 2004 (07.12.2004)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE
Number: 10 2004 006 396.6
Filing date: 10 February 2004 (10.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 10 February 2005 (10.02.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 10 2004 006 396.6

Anmeldetag: 10. Februar 2004

Anmelder/Inhaber: Weinmann Geräte für Medizin GmbH & Co KG,
22525 Hamburg/DE

Bezeichnung: Vorrichtung zur Beatmung sowie Verfahren zur
Steuerung eines Beatmungsgerätes

IPC: A 61 M 16/00

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 26. Januar 2005
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Stoll

HANSMANN · KCLICKOW · HANSMANN

PATENTANWÄLTE

EUROPEAN PATENT ATTORNEYS

DIPL.-ING. DIERK HANSMANN · DR.-ING. HANS-HENNING KCLICKOW · GEORG HANSMANN (†1977)

Telephone international: (++ 49 40) 38 90 73 0 · Facsimile international: (++ 49 40) 38 90 73 25
JESSENSTRASSE 4 · 22767 HAMBURG · TEL. (040) 38 90 73 0 · FAX (040) 38 90 73 25

P.7233

Anmelderin: Weinmann
Geräte für Medizin GmbH & Co. KG
Kronsaalsweg 40, 22525 Hamburg

Vorrichtung zur Beatmung sowie Verfahren zur Steuerung eines Beatmungsgerätes

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Beatmung, die eine Atemgasquelle, eine Steuereinrichtung sowie eine Anschlußeinrichtung zur Verbindung mit einer Beatmungsmaske aufweist und bei der die Steuereinrichtung an mindestens einen Sensor zur Erfassung eines Meßparameters angeschlossen ist.

Die Erfindung betrifft darüber hinaus ein Verfahren zur Steuerung eines Beatmungsgerätes, bei dem eine Atemgasquelle von einer Steuereinrichtung in Abhängigkeit von mindestens einem Meßparameter angesteuert wird.

Eine derartige Vorrichtung sowie das Verfahren zur Steuerung des Beatmungsgerätes können beispielsweise im Zusammen-

...

menhang mit einer sogenannten Bilevel-Beatmung eingesetzt werden. Das Beatmungsgerät stellt hierbei einen Inspirationsdruck sowie einen Expirationsdruck bereit. Grundsätzlich wird zwischen einer kontrollierten Beatmung, einer assistierten Beatmung sowie Beatmungsmischformen unterschieden.

Bei der kontrollierten Beatmung werden die Beatmungsparameter während der Inspiration vollständig vom Beatmungsgerät bestimmt. Es liegen grundsätzlich zwei Formen der kontrollierten Beatmung vor, nämlich volumenkontrollierte und druckkontrollierte Beatmung. Bei der volumenkontrollierten Beatmung wird Atemzug für Atemzug ein definiertes Tidalvolumen verabreicht, der Druck kann zwischen den Atemhüben widerstandsabhängig variieren. Grundlage für die Umschaltung in die Expirationsphase ist die Erreichung eines vorgegebenen Zielvolumens oder einer Inspirationszeit. Bei der druckkontrollierten Beatmung wird der Therapiedruck konstant gehalten. Das resultierende Volumen kann abhängig von atemmechanischen Parametern variieren. Die Umschaltung in die Expirationsphase erfolgt zeitgesteuert.

Bei einer volumenkontrollierten Beatmung steht die hinreichende Applizierung eines definierten Gasvolumens pro Atemhub im Vordergrund. Die druckkontrollierte Beatmung besitzt den Vorteil, daß bei geeigneter Parametereinstellung keine unzulässigen Druckspitzen das Lungengewebe schädigen. Allerdings ist das applizierte Tidalvolumen stark abhängig von der Mitarbeit des Patienten bei der Atmung und von den atemmechanischen Größen Resistance und Lungen- Compliance. Andererseits ist die volumenkontrollierte Beatmung grundsätzlich primär bei der invasiven Beatmung sinnvoll, da bei der Maskenbeatmung Leckagen auftreten, die den eigentlichen Regelparameter auch bei einer Kalkulation von auftretenden Leckagen ungenau machen.

...

Bei einer druckregulierten und volumenkontrollierten Beatmung werden Vorteile der volumenkontrollierten Beatmung mit den Vorteilen der druckkontrollierten Beatmung gekoppelt. Das applizierte Beatmungsvolumen ist abhängig von mechanischen Eigenschaften der Lunge und vom Beatmungsdruck. Fällt das Volumen unter einen voreingestellten Wert, wird in den folgenden Atemhüben der inspiratorische Druck in kleinen Schritten angehoben, bis das Zielvolumen erreicht ist.

Bei der assistierten Beatmung kann der Patient den Zeitpunkt der Inspiration und Expiration selbst bestimmen. Die Atemhübe des Gerätes werden also mit den Ein- und Ausatembemühungen des Patienten synchronisiert. Der Atemhub des Gerätes erfolgt volumen- oder druckgeregelt. Das Beatmungsgerät schaltet bei der assistierten, druckgeregelten Beatmung synchron zu den Atembemühungen des Patienten zwischen einem voreingestellten inspiratorischen und einem expiratorischen Druckniveau.

Die assistierte Beatmung im sogenannten S-Modus erlaubt die freie Umschaltung zwischen inspiratorischem und expiratorischem Druck (IPAP, EPAP) abhängig von durch den Patienten initiierten Atemhüben (Trigger durch die Spontanatmung)

Bei der assistierten Beatmung im sogenannten ST-Modus beschreibt der ST-Modus eine Mischform aus Unterstützung der spontanen Atmung (S-Modus) und mandatorischer Beatmung. Es wird eine Hintergrundfrequenz festgelegt, über die der Mindestabstand zwischen Atemintervallen definiert ist. Der Patient hat die Möglichkeit, innerhalb dieser Intervalle (aus einer Expirationsphase) eine Inspiration, d.h. Umschaltung in den IPAP durch Atemanstrengung auszulösen. Erfolgt bis zur Erreichung der durch die Hintergrundfrequenz definierten maximalen erlaubten Intervall-Länge keine Triggerung

...

durch den Patienten, löst das Beatmungsgerät die Umschaltung auf das inspiratorische Druckniveau aus, um so einen Atemhub des Patienten zu provozieren. Der Modus ermöglicht ebenfalls eine mandatorische Beatmung, während der der Patient zusätzliche Atemhübe abfordern kann.

In einem weiteren Beatmungsverfahren triggert der Patient durch seine Atemanstrengung die Umschaltung auf den inspiratorischen Druck. Es verbleibt ihm jedoch keine Freiheit in Bezug auf die Expiration. Nach einer festgelegten Inspirationszeit erfolgt zwangsläufig die Umschaltung auf das expiratorische Druckniveau.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Vorrichtung der einleitend genannten Art derart zu konstruieren, daß das Beatmungsgerät während der Inspirationsphasen einen Druck derart generiert, daß das Beatmungsgerät einen möglichst vollständigen Anteil der Atemarbeit durchführt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Steuereinrichtung einen Stufengenerator zur Vorgabe einer wenigstens zeitweise im wesentlichen stufenförmigen Veränderung eines von der Atemgasquelle erzeugten inspiratorischen Druckes aufweist, daß der Sensor zur Messung eines zum Druckverlauf korrespondierenden Signals ausgebildet und mit einem Analysator gekoppelt ist, der einen zeitlichen Verlauf eines vom Meßsignal abhängigen Analysesignals auswertet und daß der Stufengenerator den Druck in einem auf die Meßwertauswertung folgenden Beatmungszyklus um eine Druckstufe erhöht, wenn der Analysator nach Ablauf einer auf die Druckerhöhung folgenden vorgebbaren Zeitspanne eine Abweichung des Analysesignals von einem Grenzwert ermittelt, die eine vorgebbare Minstdifferenz übersteigt.

...

Weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren der einleitend genannten Art derart zu verbessern, daß eine optimale Gerätesteuerung unterstützt wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß von der Steuereinrichtung der von der Atemgasquelle generierte Druck wenigstens zeitweise im wesentlichen stufenförmig verändert wird, daß vom Sensor ein zum Druckverlauf korrespondierendes Meßsignal erfaßt wird, daß ein zeitlicher Verlauf eines vom Meßsignal abhängigen Analysesignals ausgewertet und eine Druckerhöhung des inspiratorischen Druckes in einem folgenden Beatmungszyklus dann durchgeführt wird, wenn das Analysesignal zu mindestens einem vorgebbaren Zeitpunkt um eine vorgebbare Minstdifferenz von einem Grenzwert abweicht.

Die stufenförmige Veränderung des inspiratorischen Druckes sowie die hierzu korrespondierende Auswertung des Analysesignals ermöglicht es, während der Durchführung der Beatmung die Gerätesteuerung derart durchzuführen, daß gerade die gewünschte Entlastung des Patienten von der Atemarbeit erreicht wird. Es wird hierdurch zum einen sichergestellt, daß keine zu geringe Entlastung von der Atemarbeit erfolgt, darüber hinaus wird aber auch erreicht, daß eine unnötig hohe Druckgenerierung durch das Beatmungsgerät vermieden wird.

Die Erfindung kann grundsätzlich mit zwei unterschiedlichen Verfahrensvarianten realisiert werden. Gemäß einer ersten Verfahrensvariante erfolgt ausgehend von einem Ausgangszustand eine stufenweise Erhöhung des Beatmungsvolumens von einem Atemzug zu einem folgenden Atemzug. Umfaßt ist von dieser Idee auch, zunächst bei einigen aufeinanderfolgenden Atemzügen einen gleichen inspiratorischen Druck zu generie-

...

ren und in Abhängigkeit von einer Auswertung des Analysesignals bei Erkennung der Auslösebedingung für eine Druckerhöhung dann für einen oder wiederum für mehrere aufeinanderfolgende Atemzyklen einen höheren Druck vorzusehen.

Durch eine bei der ersten Ausführungsvariante erfolgende meßtechnischen Erfassung eines eventuellen Rückganges eines Maximalwertes des Beatmungsvolumens nach einer vorhergehenden Druckerhöhung wird ermittelt, ob der betreffende Patient noch durch Eigenaktivität zum Beatmungsvolumen beiträgt. Nach einer Druckerhöhung setzt der Patient typischerweise zunächst seine eigene Atemarbeit unverändert fort, so daß sich das gerätetechnisch erzeugte Atemvolumen sowie das vom Patienten selbst hervorgerufene Atemvolumen addieren. Nach einer gewissen Reaktionszeit vermindert der Patient dann automatisch seine Eigenaktivität, so daß ein Rückgang des Beatmungsvolumens meßtechnisch erfaßbar ist. Die Verminderung kann beispielsweise schrittweise oder sukzessiv erfolgen.

Typischerweise wird der Beatmungsdruck nach einer Druckerhöhung für mehrere Beatmungszyklen auf einem gleichen Niveau belassen und die Zeitspanne, nach deren Ablauf eine eventuelle Volumenreduktion steuerungstechnisch ausgewertet wird, erstreckt sich über die Dauer mehrerer Beatmungszyklen mit Einatmungs- und Ausatmungsphasen. Wenn der Patient seine eigene Atmungsaktivität vollständig eingestellt hat, wird nach einer Druckerhöhung ausgehend vom sich einstellenden Antwortvolumen kein Rückgang des Beatmungsvolumens festgestellt, da keine reduzierbare Eigenaktivität des Patienten mehr vorliegt und die Beatmung vollständig durch das Beatmungsgerät vorgegeben ist. Als der Grenzwert, mit dem der Maximalwert des Beatmungsvolumens in den auf die Druckerhöhung folgenden Beatmungszyklen verglichen wird,

...

kann hier der Maximalwert des Beatmungsvolumens im ersten auf die Druckerhöhung folgenden Beatmungszyklus verwendet werden.

Gemäß einer zweiten Ausführungsvariante der Erfindung erfolgt die Beatmung während der überwiegenden Anzahl der Atemzüge mit einer üblichen Beatmungsdruckkurve, bei der die Steigung des Druckes über der Zeit während des Atemzuges in der Inspirationsphase abnimmt und zum Ende der Inspirationsphase ein relativ steiler Abfall auf den Expirationsdruck erfolgt, der während der Expirationsphase im wesentlichen konstant ist. In diese Folge der üblichen Beatmungsdruckverläufe werden dann für einen oder mehrere Atemzüge stufenförmig erhöhte Druckverläufe aufgenommen, die einen näherungsweise rechteckförmigen Verlauf besitzen.

Falls ein erfaßter Flowverlauf über wenigstens den überwiegenden Teil der Inspirationsphase angenähert dem rechteckförmigen Druckverlauf folgt, so liegt eine aktive Patientenatmung vor. Erfolgt nach einem Anstieg des Flowverlaufs im Anschluß an die sprungförmige Druckerhöhung bei weiterhin konstant anliegendem Druck ein Rückgang des Flowvolumens, so ist dies ein Zeichen für eine passive Lunge des Patienten. Wird nach einer schrittweisen Druckerhöhung erstmals ein derartiger Flowverlauf detektiert, so ist das für eine Entlastung des Patienten von einer Atemarbeit gesuchte Druckniveau gerade erreicht.

Eine Verwendung konstruktiv einfacher Sensoren wird dadurch unterstützt, daß der Sensor als ein Flow-Sensor ausgebildet ist.

Zur Ermittlung eines Signales für das Beatmungsvolumen ohne direkte Volumenmessung wird vorgeschlagen, daß dem Sensor ein Integrator nachgeschaltet ist.

Eine Optimierung der Gerätesteuerung wird dadurch unterstützt, daß die Steuereinrichtung nach einem erstmaligen Ausbleiben einer auf eine Druckerhöhung folgenden Verringerung des Beatmungsvolumens den Druck über den Stufengenerator um eine Druckstufe absenkt.

Eine erweiterte Funktionalität wird dadurch erreicht, daß die Steuereinrichtung mit einem Sollwertspeicher für einen Sollwert des Beatmungsvolumens gekoppelt ist.

Ein typischer Steuerungsablauf besteht darin, daß die Steuereinrichtung mit einem Rechteckgenerator zur Vorgabe des Druckverlaufes in den Inspirationsphasen sowie den Expirationsphasen gekoppelt ist.

Zur Generierung individuell angepaßter Druckverläufe ist auch daran gedacht, daß die Steuereinrichtung mit einem Verlaufsgenerator zur Vorgabe des Druckverlaufes in den Inspirationsphasen sowie den Expirationsphasen gekoppelt ist.

Eine normierte Signalverarbeitung wird dadurch unterstützt, daß der Analysator einen Differenzdruck zwischen den Inspirationsphasen und den Expirationsphasen auswertet.

Eine weitere Variante zur Drucksteuerung besteht darin, daß der Stufengenerator zur Erhöhung eines Differenzdruckes den expiratorischen Druck absenkt.

Eine Durchführung der Beatmung mit definiertem Volumenverlauf wird dadurch unterstützt, daß von der Steuereinrich-

...

tung ein Sollwert für das Beatmungsvolumen berücksichtigt wird.

Eine vorteilhafte Steuerungsvariante besteht darin, daß von der Steuereinrichtung eine Druckabsenkung nur dann vorgegeben wird, wenn ein Istwert des Beatmungsvolumens den vorgegebenen Sollwert übersteigt.

Ebenfalls ist daran gedacht, daß die Steuereinrichtung eine Druckerhöhung in einem ersten Schritt derart durchführt, bis das Beatmungsvolumen den vorgegebenen Sollwert erreicht und daß anschließend eine weitere Druckerhöhung durchgeführt wird.

Eine weitere Steuerungsvariante wird dadurch definiert, daß für mindestens einen einzelnen Atemzug ein zumindest angenäherter rechteckförmiger Druckanstieg vorgegeben wird.

Insbesondere ist es möglich, daß der Flowverlauf im Anschluß an den sprungförmigen Druckanstieg hinsichtlich des Vorliegens eines Anstieges auf ein Maximum sowie eines anschließenden dezellerierenden Verlaufes ausgewertet wird.

In den Zeichnungen sind Ausführungsbeispiele der Erfindung schematisch dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Darstellung eines Beatmungsgerätes mit Verbindungsschlauch zu einer Beatmungsmaske,

Fig. 2 eine schematische Darstellung der wesentlichen funktionellen Komponenten,

...

- Fig. 3 ein Druck-Zeit-Diagramm sowie ein Volumen-Zeit-Diagramm mit Hüllkurven für die tatsächlichen Verläufe,
- Fig. 4 ein Volumen-Zeit-Diagramm nach einer Druckerhöhung mit tatsächlich von Atemzug zu Atemzug gemessenen Volumenwerten bei vorhandener Eigenaktivität des Patienten,
- Fig. 5 eine gegenüber Fig. 3 stärker detaillierte Darstellung der Verläufe mit jeweils einer Mehrzahl aufeinanderfolgender Beatmungszyklen mit gleichem inspiratorischem Druck und
- Fig. 6 zeitliche Verläufe von Druck und Flow bei einer Vorgabe eines rechteckförmigen Druckanstieges für einen einzelnen Atemzug.

Fig. 1 zeigt den grundsätzlichen Aufbau einer Vorrichtung zur Beatmung. Im Bereich eines Gerätegehäuses (1) mit Bedienfeld (2) sowie Anzeige (3) ist in einem Geräteinnenraum eine Atemgaspumpe angeordnet. Über eine Kopplung (4) wird ein Verbindungsschlauch (5) angeschlossen. Entlang des Verbindungsschlauches (5) kann ein zusätzlicher Druckmeßschlauch (6) verlaufen, der über einen Druckeingangsstutzen (7) mit dem Gerätegehäuse (1) verbindbar ist. Zur Ermöglichung einer Datenübertragung weist das Gerätegehäuse (1) eine Schnittstelle (8) auf.

Im Bereich einer dem Gerätegehäuse (1) abgewandten Ausdehnung des Verbindungsschlauches (5) ist ein Ausatmungselement (9) angeordnet. Ebenfalls kann ein Ausatemventil verwendet werden.

Fig. 1 zeigt darüber hinaus eine Beatmungsmaske (10), die als Nasalmaske ausgebildet ist. Gemäß einer anderen Ausführungsform kann auch eine Vollgesichtsmaske verwendet werden. Eine Fixierung im Bereich eines Kopfes eines Patienten kann über eine Kopfhaube (11) erfolgen. Im Bereich ihrer dem Verbindungsschlauch (5) zugewandten Ausdehnung weist die Beatmungsmaske (10) ein Kupplungselement (12) auf.

Fig. 2 zeigt den prinzipiellen Aufbau der steuerungstechnischen Vorrichtungskomponenten. Eine Steuereinheit (13) ist mit einem Eingabemodul (14) zur Dateneingabe versehen. Über das Eingabemodul (14) können beispielsweise von einem Arzt Sollwerte für die Beatmung eingegeben werden. Die Steuereinheit (13) ist mit einem Sensor (15) verbunden, der mindestens einen Beatmungsparameter eines Patienten erfaßt.

Beim dargestellten Ausführungsbeispiel ist der Sensor (15) als ein Flow-Sensor ausgebildet, dessen Meßsignal zur Ermittlung eines Volumenwertes einem Integrator (17) zugeführt wird. Der Integrator (17) ist mit einem Analysator (18) zur Auswertung des Volumenverlaufes verbunden. Dem Analysator wird auch der im Bereich des Sollwertspeichers (16) abgelegte Vergleichswert für das Volumen zugeführt. Darüber hinaus ist der Analysator (18) mit einem Stufengenerator (19) gekoppelt, der einen jeweiligen Solldruck für eine Atemgasquelle vorgibt.

Der steuerungstechnische Ablauf wird durch die Diagramme in Fig. 3 weiter erläutert. Die dargestellten Verläufe sind jeweils Hüllkurven für die tatsächlichen Druck- bzw. Volumenverläufe, die sich in Abhängigkeit von der jeweiligen Beatmungsfrequenz ergeben. Es ist zunächst zu erkennen, daß bei der Durchführung der ersten Drucksteigerungen nach einer anfänglichen sprunghaften Steigerung des Beatmungsvolu-

...

mens dieses wieder zurückgeht. Dieses Systemverhalten charakterisiert eine noch verbliebene Eigenaktivität des Patienten. Nach der im Diagramm dargestellten vierten Druckerhöhung bleibt das Beatmungsvolumen hingegen auf dem sich einstellenden hohen Pegel. Dies resultiert aus einer zu diesem Zeitpunkt bereits eingestellten Eigenaktivität des Patienten. Zur Unterstützung einer Optimierung der Gerätebetriebsweise kann der erzeugte Beatmungsdruck somit wieder um eine Stufe zurückgenommen werden.

In Fig. 4 ist bei einer noch feststellbaren Eigenaktivität des Patienten das meßtechnisch erfaßte Beatmungsvolumen von Atemzug zu Atemzug wiedergegeben. Es ist zu erkennen, daß nach einer auf eine Druckerhöhung folgenden anfänglichen sprungförmigen Erhöhung des Beatmungsvolumens dieses anschließend wieder näherungsweise auf seinen Ausgangswert zurückgeht. Die tatsächlich gemessenen Werte streuen dabei innerhalb eines Toleranzbandes um einen abklingenden Verlauf ähnlich zu einer e-Funktion.

Fig. 5 zeigt die in Fig. 3 jeweils als Hüllkurven dargestellten Druckverläufe in einer stärkeren Detailliertheit. Es ist zu erkennen, daß aufeinanderfolgend jeweils mehrfach ein gleicher inspiratorischer Druck vorgegeben wird. Bei einer noch vorhandenen Eigenarbeit des Patienten ergeben sich bei den zugehörigen Volumenverläufen von Atemzug zu Atemzug abnehmende Spitzenwerte des Analysesignals. Nach einer vollständigen Entlastung des Patienten durch Erreichen eines entsprechend hohen Druckniveaus wird von Atemzug zu Atemzug näherungsweise ein gleicher Maximalwert des Analysesignals erreicht.

Alternativ oder ergänzend zur meßtechnischen Erfassung eines zum Volumenverlauf korrespondierenden Meßparameters

...

nach sprunghöförmiger Druckerhöhung ist es entsprechend der Darstellung in Fig. 6 auch möglich, während einer Beatmung mit einer Druckkurvenform, die abweichend von einer Rechteckkurve ist, für einen einzelnen Atemzug einen zumindest angenähert rechteckförmigen Druckanstieg vorzugeben und den sich einstellenden Flow meßtechnisch zu erfassen. Bei Fehlen einer eigenen Atemaktivität des Patienten erfolgt aufgrund einer dann passiven Lunge ein schneller Flowanstieg auf ein Maximum und ein anschließender dezellerierender Flowverlauf. Liegt dieser Flowverlauf nicht vor, kann vom Analysator (18) auf eine aktive Atmung des Patienten rückgeschlossen werden.

Insbesondere kann bei einer deutlichen Abweichung von diesem Flowlauf auf eine hohe Eigenaktivität des Patienten geschlossen werden.

HANSMANN · KLINKOW · HANSMANN

PATENTANWÄLTE

EUROPEAN PATENT ATTORNEYS

DIPL.-ING. DIERK HANSMANN · DR.-ING. HANS-HENNING KLINKOW · GEORG HANSMANN (+1977)

Telephone international: (++ 49 40) 38 90 73 0 - 14 Facsimile international: (++ 49 40) 38 90 73 25
JESSENSTRASSE 4 · 22767 HAMBURG · TEL. (040) 38 90 73 0 · FAX (040) 38 90 73 25

P.7233

Anmelderin: Weinmann
Geräte für Medizin GmbH & Co. KG
Kronsaalsweg 40, 22525 Hamburg

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Vorrichtung zur Beatmung, die eine Atemgasquelle, eine Steuereinrichtung sowie eine Anschlußeinrichtung zur Verbindung mit einer Beatmungsmaske aufweist und bei der die Steuereinrichtung an mindestens einen Sensor zur Erfassung eines Meßparameters angeschlossen ist, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (13) einen Stufengenerator (19) zur Vorgabe einer wenigstens zeitweise im wesentlichen stufenförmigen Veränderung eines von der Atemgasquelle (20) erzeugten inspiratorischen Druckes aufweist, daß der Sensor (15) zur Messung eines zum Druckverlauf korrespondierenden Signals ausgebildet und mit einem Analysator (18) gekoppelt ist, der einen zeitlichen Verlauf eines vom Meßsignal abhängigen Analysesignals auswertet und daß

...

der Stufengenerator (19) den Druck in einem auf die Meßwertauswertung folgenden Beatmungszyklus um eine Druckstufe erhöht, wenn der Analysator (18) nach Ablauf einer auf die Druckerhöhung folgenden vorgebbaren Zeitspanne eine Abweichung des Analysesignals von einem Grenzwert ermittelt, die eine vorgebbare Mindestdifferenz übersteigt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Analysator zur Auswertung eines Verlaufes des Beatmungsvolumens als Analysesignal ausgebildet ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Analysator (18) zur Analyse eines Flowverlaufs als Analysesignal ausgebildet ist.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Analysator (18) zur Erkennung eines Rückganges eines maximalen Beatmungsvolumens von Atemzug zu Atemzug bei gleichbleibendem inspiratorischem Druck ausgebildet ist.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Analysator (18) zur Erkennung eines im Anschluß an eine sprunghafte Druckerhöhung nach einer vorgebbaren Zeitspanne auftretenden Rückganges des Flows ausgebildet ist.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Sensor (15) als ein Flow-Sensor ausgebildet ist.

...

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß dem Sensor (15) ein Integrator (17) nachgeschaltet ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (13) nach einem erstmaligen Ausbleiben einer auf eine Druckerhöhung folgenden Verringerung des Beatmungsvolumens den Druck über den Stufengenerator (19) um eine Druckstufe absenkt.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (13) mit einem Sollwertspeicher für einen Sollwert des Beatmungsvolumens gekoppelt ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (13) mit einem Rechteckgenerator zur Vorgabe des Druckverlaufes in den Inspirationsphasen sowie den Expirationsphasen gekoppelt ist.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (13) mit einem Verlaufsgenerator zur Vorgabe des Druckverlaufes in den Inspirationsphasen sowie den Expirationsphasen gekoppelt ist.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Analysator (18) eine Druckdifferenz zwischen den Inspirationsphasen und den Expirationsphasen auswertet.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Stufengenerator (19) zur Erhöhung einer Druckdifferenz den expiratorischen Druck absenkt.
14. Verfahren zur Steuerung eines Beatmungsgerätes, bei dem eine Atemgasquelle von einer Steuereinrichtung in Abhängigkeit von mindestens einem Meßparameter angesteuert wird, dadurch gekennzeichnet, daß von der Steuereinrichtung (13) der von der Atemgasquelle (20) generierte Druck wenigstens zeitweise im wesentlichen stufenförmig verändert wird, daß vom Sensor (15) ein zum Druckverlauf korrespondierendes Meßsignal erfaßt wird, daß ein zeitlicher Verlauf eines vom Meßsignal abhängigen Analysesignals ausgewertet und eine Druckerhöhung des inspiratorischen Druckes in einem folgenden Beatmungszyklus dann durchgeführt wird, wenn das Analysesignal zu mindestens einem vorgebbaren Zeitpunkt um eine vorgebbare Minstdifferenz von einem Grenzwert abweicht.
15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß eine Verminderung des Beatmungsvolumens relativ zu einem sich unmittelbar nach einer Druckerhöhung einstellenden Beatmungsvolumens detektiert wird und daß die Steuereinrichtung (13) eine Druckerhöhung genau dann vorgibt, wenn die Verminderung des Beatmungsvolumens eine vorgebbare Minstdifferenz nach Ablauf einer auf die Druckerhöhung vorgebbaren Zeitspanne übersteigt.
16. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß im Anschluß an eine wenigstens näherungsweise sprungförmige Druckerhöhung eine Beibehaltung des im

vorangehenden Atemzug realisierten Druckverlaufes vorgegeben wird, wenn eine vorgebbare Zeitspanne nach der Durchführung der sprungartigen Druckerhöhung ein abnehmender Flow bei im wesentlichen gleichbleibendem Druck detektiert wird.

17. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß vom Sensor (15) eine Flowmessung durchgeführt wird.
18. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß das Volumensignal durch eine Integration des Flowsignals erzeugt wird.
19. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck nach einer erstmaligen Erkennung eines Ausbleibens eines Rückganges des Beatmungsvolumens nach einer vorhergehenden Druckerhöhung um eine Druckstufe abgesenkt wird.
20. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß von der Steuereinrichtung (13) ein Zielwert für das Beatmungsvolumen berücksichtigt wird.
21. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß der Beatmungsdruck entsprechend des Verlaufes eines Rechtecksignals gesteuert wird.
22. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Beatmungsdruck von der Steuereinrichtung (13) entsprechend einem vorgegebenen Druckverlauf variiert wird.

...

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß eine Druckdifferenz zwischen dem inspiratorischen und dem expiratorischen Druck ermittelt wird.
24. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Druckdifferenz durch Absenkung des expiratorischen Druckes erhöht wird.
25. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß eine Druckveränderung von Beatmungszyklus zu Beatmungszyklus durchgeführt wird.
26. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck für mindestens zwei aufeinanderfolgende Inspirationsphasen konstant gehalten wird.
27. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck für mindestens zwei aufeinanderfolgende Expirationsphasen konstant gehalten wird.
28. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß von der Steuereinrichtung (13) eine Druckabsenkung nur dann vorgegeben wird, wenn ein Istwert des Beatmungsvolumens den vorgegebenen Sollwert übersteigt.
29. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (13) eine Druckerhöhung in einem ersten Schritt derart durchführt, bis das Beatmungsvolumen den vorgegebenen

...

Sollwert erreicht und daß anschließend eine weitere Druckerhöhung durchgeführt wird.

30. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 29, dadurch gekennzeichnet, daß für mindestens einen einzelnen Atemzug ein zumindest angenäherter rechteckförmiger Druckanstieg vorgegeben wird.

31. Verfahren nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß der Flowverlauf im Anschluß an den sprungförmigen Druckanstieg hinsichtlich des Vorliegens eines Anstieges auf ein Maximum sowie eines anschließenden dezellierenden Verlaufes ausgewertet wird.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Vorrichtung zur Beatmung sowie Verfahren zur Steuerung eines Beatmungsgerätes

Die Vorrichtung zur Beatmung umfaßt eine Atemgasquelle, eine Steuereinrichtung sowie eine Anschlußeinrichtung zur Verbindung mit einer Beatmungsmaske. Die Steuereinrichtung ist an mindestens einen Sensor zur Erfassung eines Meßparameters angeschlossen. Das Verfahren dient zur Steuerung eines Beatmungsgerätes. Die Steuereinrichtung weist einen Stufengenerator zur Vorgabe einer stufenförmigen Veränderung des von der Atemgasquelle erzeugten Druckes auf. Der Sensor ist zur Messung eines zum Druckverlauf korrespondierenden Meßsignals ausgebildet und mit einem Analysator gekoppelt. Der Analysator wertet einen zeitlichen Verlauf eines vom Meßsignal abhängigen Analysesignals aus und der Stufengenerator erhöht den Druck in einem auf die Meßauswertung folgenden Beatmungszyklus um eine Druckstufe, wenn der Analysator nach Ablauf einer auf die Druckerhöhung folgenden vorgebbaren Zeitspanne eine Abweichung des Analysesignals von einem Grenzwert ermittelt. Die Abweichung muß hierbei für die Auslösung einer Druckveränderung eine vorgebbare Mindestdifferenz übersteigen.

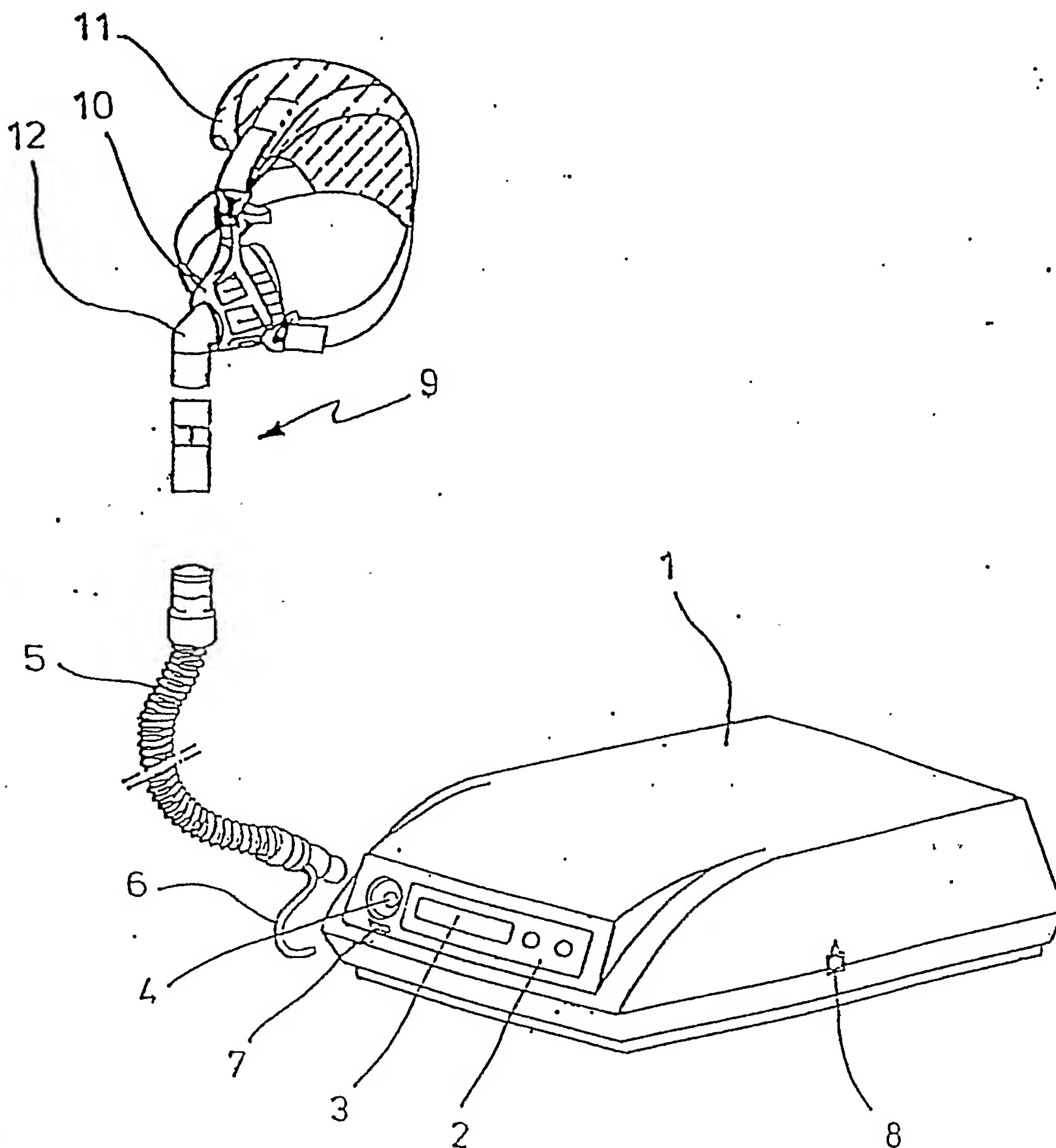
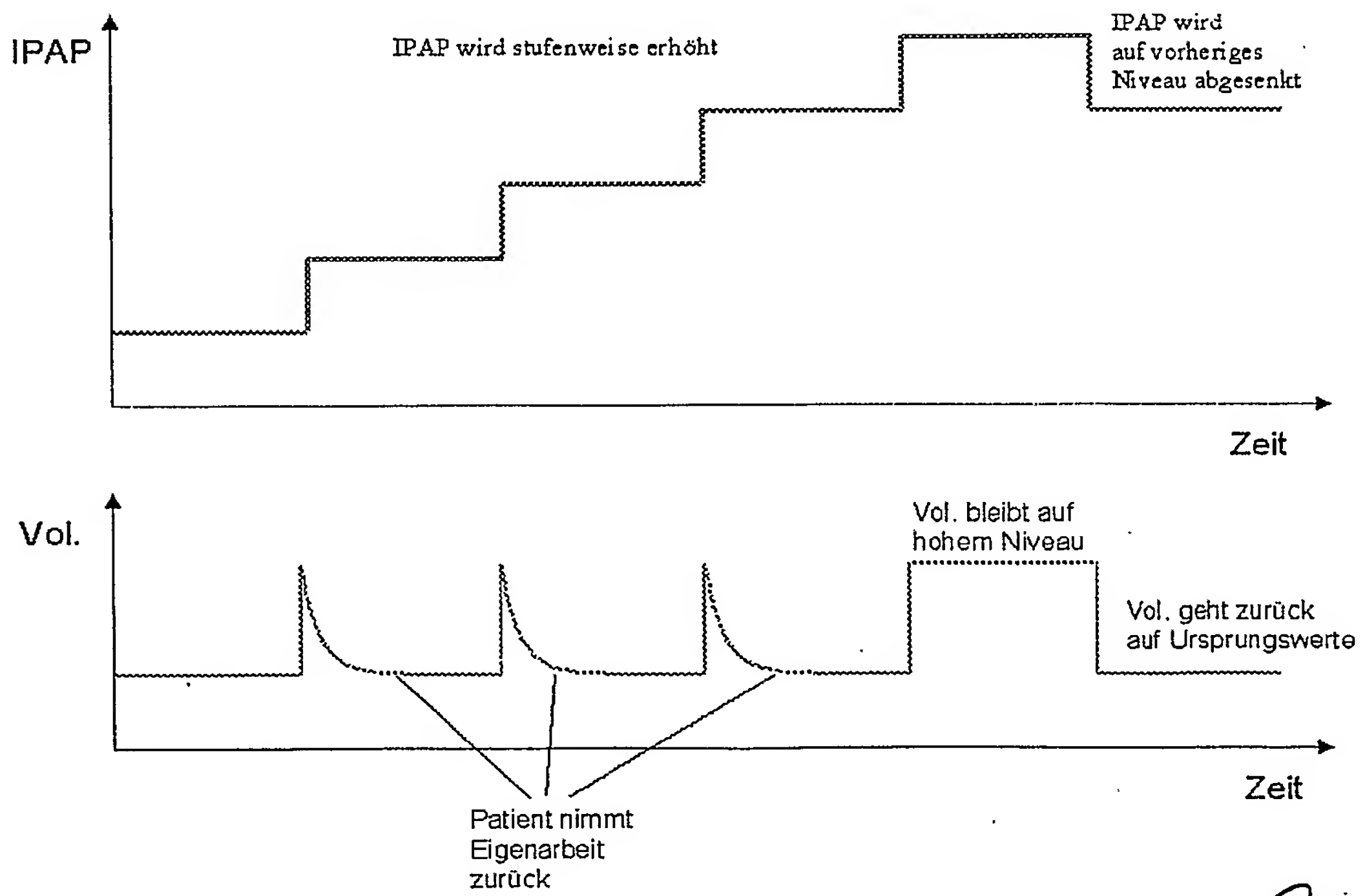
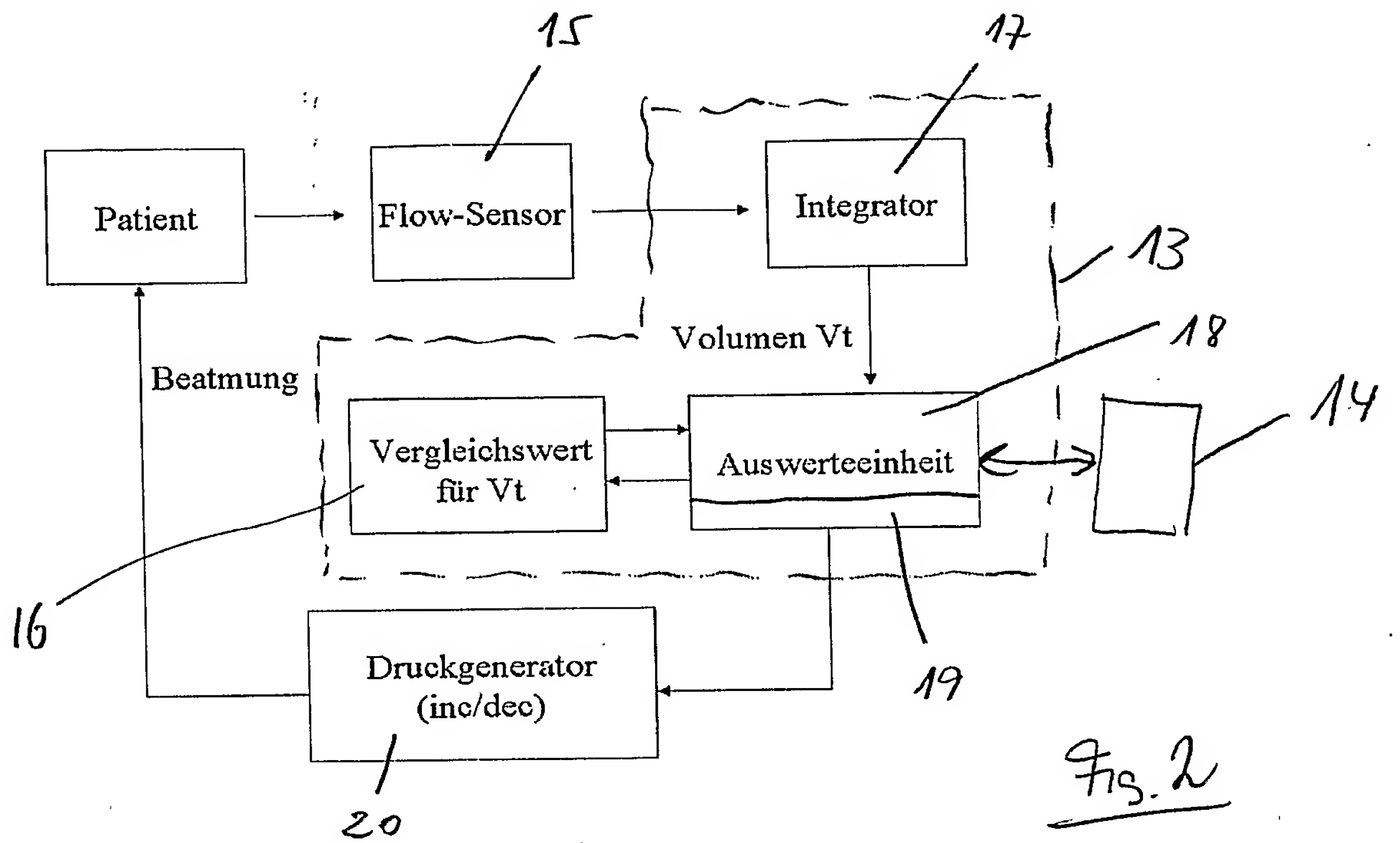


FIG. 1



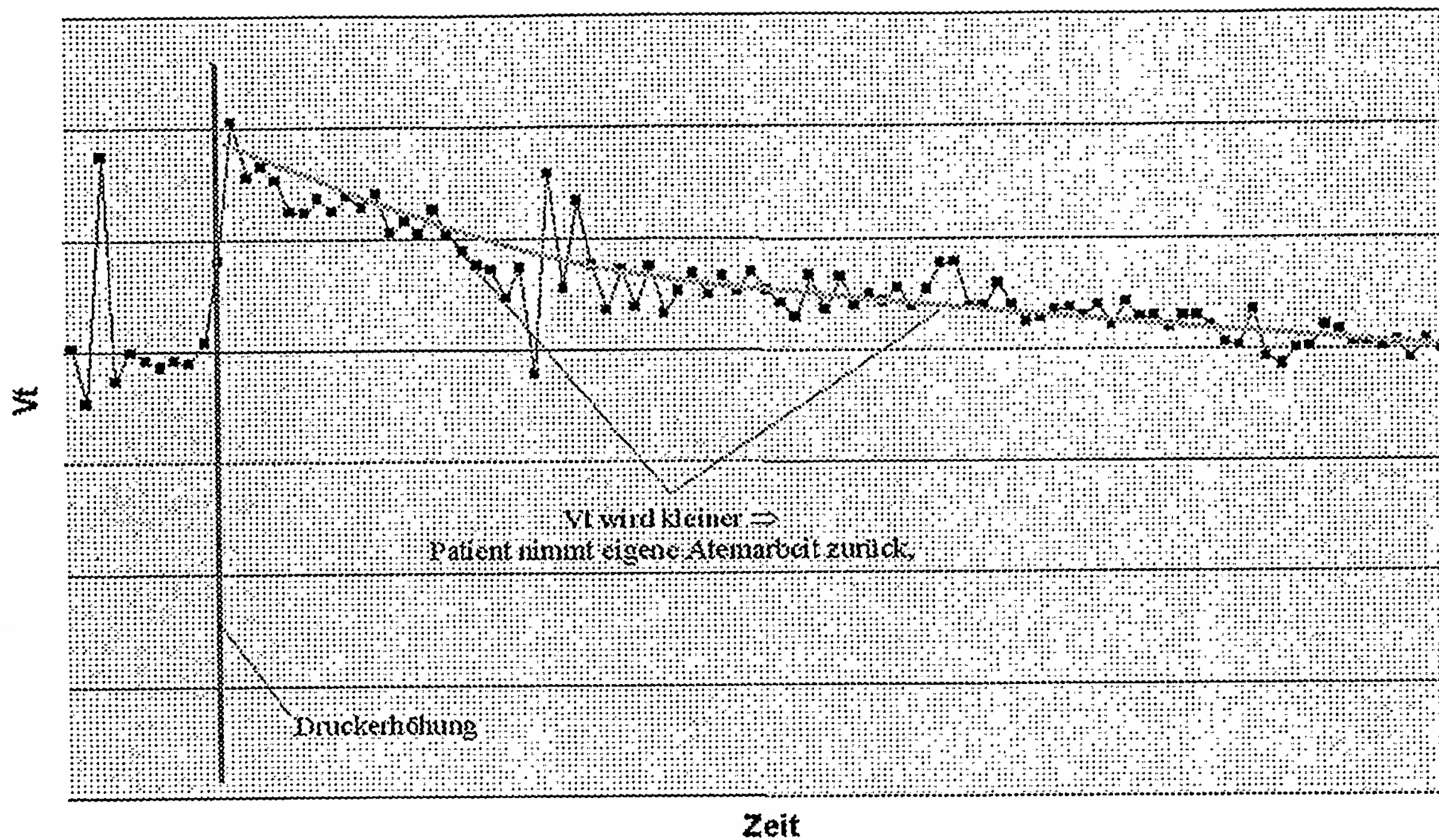


Fig. 4

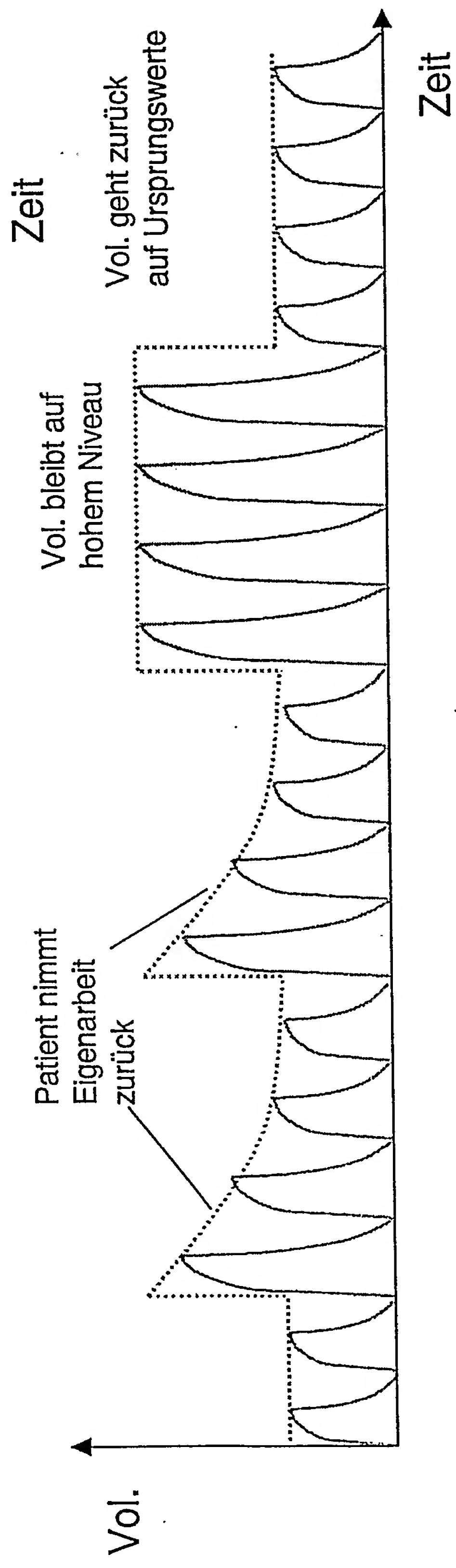
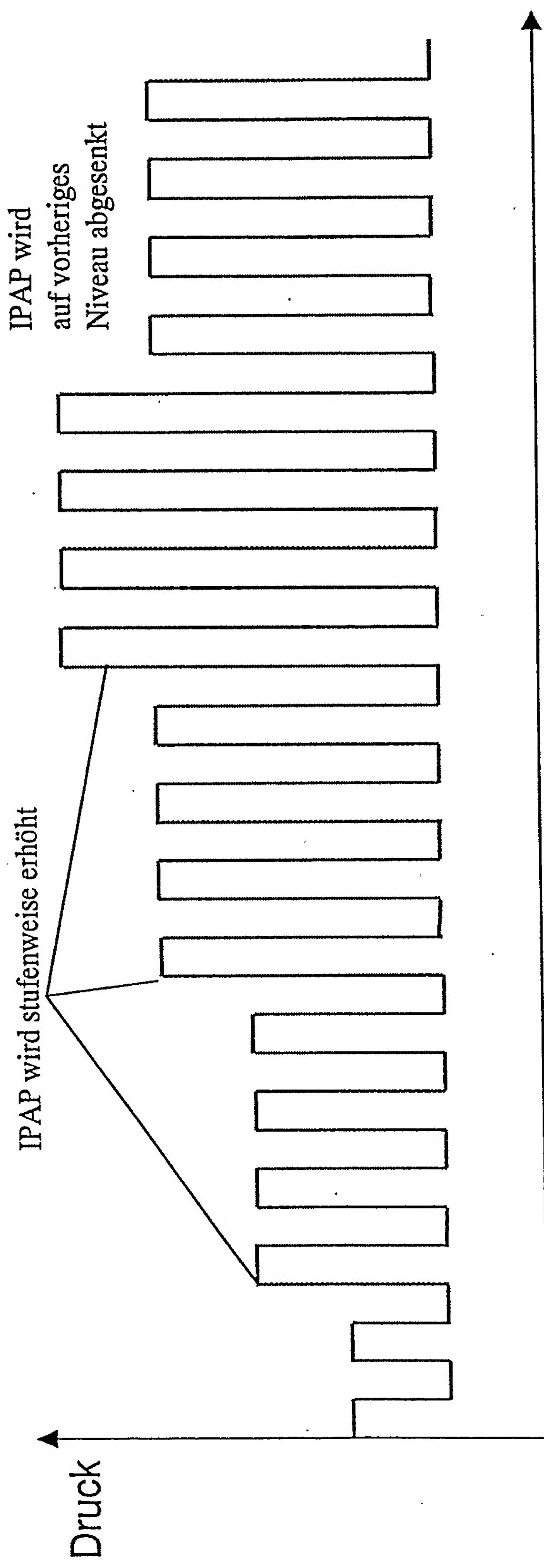
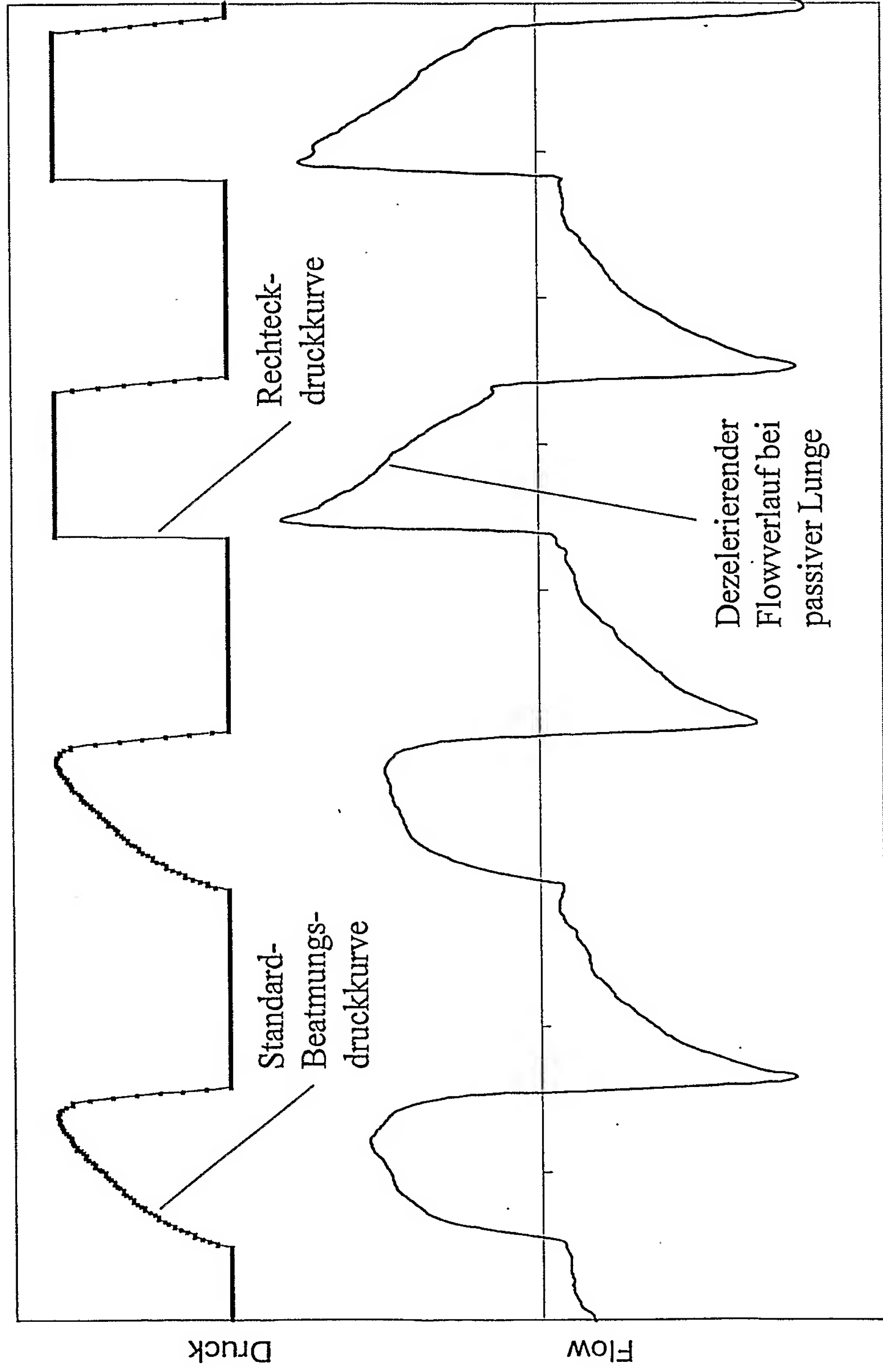


Fig. 5

Flow-Reaktion auf Rechteckkurve



Zeit

Fig. 6